

**Objektive Messung
der akustischen Impedanz
in der Ebene des Trommelfells**

von

Henning Leistner

aus Berlin

1970

1970 # 160

Aus der Hals-Nasen-Ohren-Klinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr.med.G.Theissing

OBJEKTIVE MESSUNG DER AKUSTISCHEN IMPEDANZ
IN DER EBENE DES TROMMELFELLS

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt
von
Henning Leistner
aus
Berlin

Gedruckt mit der Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof.Dr.H. Valentin

Referent: Prof.Dr.G. Birnmeyer

Correferent: Prof.Dr.G. Theissing

Tag der mündlichen Prüfung: 19.2.1970

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet

I N H A L T

	Seite
Einleitung	1
I. M a t e r i a l	
1. Geschichtlicher Rückblick	
2. Anatomie und Physiologie des Trommelfell-Gehörknöchelchenapparates mit einer Klärung der Begriffe	
a) Impedanz	4
b) Gehörgangsvolumen	7
c) Mittelohrdruck	7
d) Compliance	8
3. Abweichungen der Befunde von der Norm als Hinweis auf krankhafte Veränderungen des Trommelfell-Gehörknöchelchenapparates	
a) Änderungen der Compliance	9
b) Änderungen der Impedanz	12
c) Änderungen des Gehörgangsvolumens	14
d) Änderungen des Mittelohrdruckes	15
e) Auslösung des Binnenohrmuskelreflexes	15
II. M e t h o d i k	
1. Gerätebeschreibung	24
2. Methodik der eigenen Messungen	30
3. Eigene Untersuchungen und Ergebnisse mit den Meßwerten:	
a) der elektro-akustischen Impedanz	32
b) der Compliance und des Gehörgangsvolumens	36
c) des Mittelohrdruckes	38
d) der intra-auralen Muskelreflexschwelle	42
III. Z u s a m m e n f a s s u n g	47
IV. L i t e r a t u r v e r z e i c h n i s	48

Einleitung

Zur sicheren und schnelleren Diagnose bei Erkrankungen des schalleitenden Apparates des Mittelohres wird der Impedanzmessung im klinischen Bereich auch heute noch zu wenig Bedeutung zugemessen. Die uns bekannten veröffentlichten Arbeiten mit ihren Ergebnissen stammen vorwiegend aus den nordischen Ländern. Dort sind auch die Apparaturen zur Messung der objektiven Impedanz des Mittelohres entwickelt worden. Die Gründe, weshalb die Impedanzmessung noch nicht allgemein angewendet wird, mag daran liegen, daß bislang die Anschaffung einer elektro-akustischen Meßbrücke für manche Kliniken zu kostspielig ist. Die vorliegende Arbeit dient dazu, objektive Werte der Impedanz, der Compliance, der Binnenohrmuskelreflexschwelle, des Mittelohrdruckes und des Volumens des äußeren Gehörganges mittels eines Gerätes der Firma MADSEN zu erhalten. Dabei ist es wichtig zu betonen, daß die Werte objektiv ohne das Dazutun von Patienten gewonnen wurden und deshalb mit anderen klinischen Werten vergleichbar sind.

Es wurden für die vorliegende Arbeit 61 Versuchspersonen mit gesunden Ohren ausgewählt, um die Meßergebnisse später mit denen erkrankter Ohren vergleichen zu können. Die Versuchspersonen wurden nach vorausgegangener Untersuchung des Gehörganges und Trommelfells sowie des Gehörs anschließend mit dem Impedanzmeßgerät gemessen und die Meßwerte aufnotiert. Dabei wurde eine elektro-akustische Methode benutzt, wie sie schon 1957 theoretisch von ZWISLOCKI angegeben worden war, im Gegensatz zu den älteren Meßverfahren mittels eines rein mechanisch-akustischen Instrumentes.

I. M a t e r i a l

1. Geschichtlicher Rückblick

Schon 1866 hatten LUCAS und HELMHOLTZ versucht, eine Änderung der Impedanz des Mittelohres für diagnostische Zwecke zu nutzen (DIEROFF 1966).

1930 wurden die ersten systematischen Untersuchungen der akustischen Impedanz des menschlichen Ohres von TRÖGER gemacht (TERKILDSEN 1960, DIEROFF 1966).

1946 arbeitete METZ mit einer mechanisch-akustischen Meßbrücke nach SCHUSTER und WETZMANN (TERKILDSEN und THOMSEN 1959, DIEROFF 1966). Seit METZ haben sich hauptsächlich dänische und skandinavische Autoren mit dieser Meßmethode befaßt. Zu erwähnen sind: JEPSEN und TERKILDSEN (Dänemark), KLOCKHOFF (Schweden), DJUPESLAND (Norwegen), DIEROFF 1966. Fernerhin haben Impedanzmessungen an menschlichen Ohren durchgeführt: MORTON und JONES (1956), ZWISKOCCI (1957), MØLLER (1958), TERKILDSEN (1960), DIEROFF (1960).

Bis 1958 wurde für die Messungen eine mechanisch-akustische Brücke benutzt, die jedoch einige erhebliche Nachteile hatte.

Einmal mußte man außerordentlich genau arbeiten, um überhaupt zufriedenstellende Werte zu erhalten (TERKILDSSEN und THOMSEN 1959), zum anderen ließ diese Brücke keinen isolierten Druckwechsel auf den äußeren Gehörgang zu, so daß die Messungen in einem Druckraum durchgeführt werden mußten. TERKILDSSEN und SCOTT NIELSEN entwickelten daher eine elektro-akustische Impedanzbrücke (TERKILDSSEN und THOMSEN 1959), bei der mittels einer Gummiolive der luftdichte Verschuß des äußeren Gehörganges gewährleistet wurde (TERKILDSSEN und THOMSEN 1959, DIEROFF 1964). DIEROFF entwickelte außerdem noch 1964 einen Mikromanipulator, der die luftdichte Anpassung der Sonde an jeden individuellen Gehörgang gestattete.

Bei diesem abgeschlossenen Gehörgang kommt es, hervorgerufen durch Spannungsänderungen des Trommelfells, zu einer Intensitätsänderung des reflektierten Meßtones. Allerdings konnte man mit diesem Gerät nur die relative und nicht die objektive Impedanzänderung messen.

2. Anatomie und Physiologie des Trommelfell- Gehörknöchelchenapparates mit einer Klärung der Begriffe

a) Impedanz

Unter der Trommelfellimpedanz versteht man den Wider-

stand, der einer Schallwelle durch das Trommelfell und die mit ihm verbundene Gehörknöchelchenkette entgegengesetzt wird (DIEROFF 1966). Sie wird gemessen in Einheiten von akustischen Ohm. Wieviel Schallenergie vom Ohr über das Trommelfell aufgenommen wird, hängt von der Anpassung ab, d.h. von dem Verhältnis des Wellenwiderstandes der Luft (akustische Impedanz oder akustisches Ohm) zur mechanischen Impedanz, die am Trommelfell auftritt (HAHLBROCK 1965). Das Trommelfell ist ein Druckempfänger, der durch die Luftdruckschwankungen im äußeren Gehörgang in "erzwungene" Schwingungen versetzt wird (REIN-SCHNEIDER 1964). Diese Schwingungen werden auf die Gehörknöchelchenkette übertragen, wobei die Schwingungsamplitude durch die Steifheit des Mittelohrsystems geregelt wird (BROOKS 1967). Die auf das Trommelfell übertragenen Schwingungen haben eine relativ große Schwingungsweite, aber die Kräfte sind gering. Das Hebelwerk der Gehörknöchelchen dient dazu, sie in Schwingungen von kleinerer Schwingungsweite, aber erheblich größerer Kraft ($\text{Arbeit} = \text{Kraft} \times \text{Weg}$) in der kaum zusammendrückbaren Ohrflüssigkeit umzusetzen (WESTPHAL 1961).

Die Steifheit des Systems ist im wesentlichen abhängig von den Ligamenten des Mittelohres, dem Trommelfell und von der Luftmenge, die im Mittelohrraum eingeschlossen ist (BROOKS 1967).

Man spricht von einer kleinen bzw. großen Impedanz, je nachdem, ob das Trommelfell dem Schalldruck einen geringen oder großen Widerstand entgegensetzt. Außerdem ist die Impedanz abhängig von der Leitungsgeschwindigkeit des Mittelohres (LEHNHARDT 1965). Eine Erhöhung der Impedanz bedeutet, daß weniger Energie absorbiert wird, wie z.B. in folgenden Fällen: Verdicktes Trommelfell, Flüssigkeit im Mittelohr oder Unterdruck im Mittelohr mit starker Trommelfellspannung.

Die beträchtlichen Unterschiede zwischen den höchsten und niedrigsten Impedanzwerten, d.h. die große Streubreite wie sie auch aus der Zeichnung auf Seite 35 ersichtlich ist, hielten auch schon TERKILDSSEN und THOMSEN 1959, in einem gewissen Grad als charakteristisch für das individuelle Trommelfell.

Das Trommelfell ist eine Membrane ohne eigene Elastizität, die fest in den Rahmen des knöchernen Gehörganges eingespannt ist (SCHUSTER 1934, POLITZER 1901, BÉKÉSY 1936, KIRIKAE 1960, LEHNHARDT 1965). Die Nachgiebigkeit der Membrane entspricht der Größe des Paukenhöhlenvolumens. Bei Impedanzmessungen mit extrem niedrigen Frequenzen (ca. 20 Hz) gleicht der akustische Widerstand des Trommelfells dem eines 2 - 3 ml großen Hohlraumes mit festen Wänden (BÉKÉSY 1936, LEHNHARDT 1965). Die 2 - 3 ml ent-

sprechen dem Inhalt der Paukenhöhle, so daß bei so niedrigen Frequenzen das Luftpolster der Paukenhöhle als der wirksame akustische Widerstand gelten kann. Darin könnte ein Schutzmechanismus gegen extreme Schalldruckamplituden zu suchen sein (LEHNHARDT 1965).

b) Gehörgangsvolumen

Das mit diesem MADSEN-Gerät ZO 70 gemessene Gehörgangsvolumen zeigte einen Durchschnittswert von 1.17 ml an. Das tatsächliche physikalische Volumen jedoch ist kleiner. Die Differenz zwischen Meßwert und tatsächlichem Volumen kommt durch die Absorption akustischer Energie in der weichen Wandung des Gehörganges zustande. Da diese Absorption ein konstanter Wert ist, berührt sie die absolute Messung der Impedanz nicht.

c) Mittelohrdruck

Bei einer Druckänderung kommt es zu einer Stellungsänderung des Trommelfells. Dabei ist es gleichgültig, ob das Trommelfell eingezogen oder nach außen vorgewölbt wird, die Ligamente werden auf jeden Fall gespannt und somit die Steifheit des Systems vergrößert.

Je größer der Druckunterschied zwischen Mittelohr und äußerem Ohrkanal ist, desto größer ist die Abnahme der

Beweglichkeit, bis das ganze System maximal gespannt ist (BROOKS 1967).

Um eine Änderung der Impedanz zu erhalten, die auf eine Druckänderung hin erfolgt, ist immer ein intaktes Trommelfell mit einem Hohlraum dahinter notwendig (TERKILDSEN und THOMSEN 1959).

TERKILDSEN (1960) zeigte, daß die Impedanzmessung in Verbindung mit Veränderungen des Druckes auf die Außenseite des Trommelfells dazu benützt werden kann, den Mittelohrdruck zu bestimmen (THOMSEN 1955/58).

d) Compliance *)

Eine Änderung der Compliance wird dann hervorgerufen, wenn ein Druckunterschied zwischen dem Luftdruck des äußeren Gehörganges und dem des Mittelohres herrscht. Dabei nimmt der Wert der Compliance ab, wenn das Trommelfell sich stark dehnt, was z.B. bei einem Tubenverschluß der Fall ist, wobei der Mittelohrdruck unter den atmosphärischen Druck abfällt. Eine maximale Änderung der Compliance ist bei Druckunterschieden von 200 mm H₂O zu verzeichnen, bei größeren und kleineren Druckunterschieden wird eine Änderung wieder erheblich kleiner.

- *) Der Begriff "Compliance" bedeutet die Beweglichkeit des Trommelfells, ausgedrückt in ml des durch die Auslenkung desselben verdrängten Luftvolumens.

Wenn mit Hilfe einer hochtourigen Pumpe, wie das bei Modell MADSEN ZO 70 der Fall ist, ein Druck von + 200 mm H₂O im äußeren Gehörgang erzeugt wird, so ist in diesem Augenblick der Meßwert der Compliance (Z_1) praktisch nur noch durch das Volumen des Gehörganges bestimmt, welches dann als das effektive Gehörgangsvolumen abgelesen werden kann.

Um das Maximum der Compliance zu erreichen, muß der Druck von + 200 mm H₂O langsam gesenkt werden. Währenddessen steigt die Compliance an, und wenn das Trommelfell sich in einer Mittelstellung befindet, d.h., wenn der am Druckmanometer abzulesende Druck des äußeren Gehörganges gleich demjenigen des Mittelohres ist, dann hat die Compliance ihr Maximum erreicht (Z_2) (BROOKS 1967). Würde jetzt der Druck im äußeren Gehörgang noch weiter gesenkt werden, so nähme die Compliance wieder ab; dies zeigt uns, daß der effektive Mittelohrdruck im Augenblick der maximalen Compliance an dem Druckmanometer objektiv abgelesen werden kann.

3. Abweichungen der Befunde von der Norm als Hinweis auf krankhafte Veränderungen des Trommelfell-Gehörknöchelchenapparates.

a) Änderungen der Compliance

Kleine negative Drücke von 25 - 50 mm H₂O haben keine

große klinische Bedeutung, d.h., sie sprechen für eine volle Funktionsfähigkeit des Ohres. Negative Drücke von mehr als 100 - 200 mm H₂O deuten auf einen Verschuß der Tuba Eustachii hin, da durch die Resorption der Luft ein Unterdruck im Mittelohrraum herrscht. Insofern stellt der objektive Nachweis von Tubenbelüftungsstörungen gerade im Kindesalter, wo die Angaben recht ungenau sein können, durch die Impedanzänderung eine echte Erweiterung unserer diagnostischen Möglichkeiten dar. (DIEROFF 1966).

Bei Otitis media acuta fand BROOKS 1967 bei 50 untersuchten erkrankten Kindern mit Ausnahme von 5 Fällen einen negativen Druck von -100 bis -550 mm H₂O. Die Ohren der 50 gesunden Kindern hingegen zeigten Druckwerte um den normalen Atmosphärendruck herum.

Die Werte der Compliance, die BROOKS bei den 100 Kindern errechnete, überschneiden sich bei 0,22 ml. 92% der erhaltenen Werte sind dann durchaus als korrekt anzusehen, wenn alle diejenigen Werte, die über 0,22 ml liegen, normale Bedingungen anzeigen, und alle darunterliegenden Werte auf ein Sekret im Mittelohr hinweisen (BROOKS 1967). Berechnet wird die "Compliance in der Ebene des Trommelfells" aus der Differenz zweier

Compliance-Werte:

1. aus dem Meßwert der Compliance, der bei einem Druck von + 200 mm H₂O praktisch nur von dem Volumen des Gehörganges abhängig ist (Z_1),
2. aus dem Wert der maximalen Compliance, d.h., wenn der Druck im Gehörgang und im Mittelohr gleich groß ist (Z_2).

Kommt es bei den Messungen des Mittelohrdruckes zu keiner Änderung der Compliance, so können als Ursachen infrage kommen:

1. Trommelfellperforation
2. Otitis media acuta mit Resorption der Luft
3. Narbige Adhäsivprozesse im Mittelohr.

Eine Abnahme der Compliance ist zu verzeichnen bei:

1. Otosklerotisch fixierter Steibügel Fußplatte
2. Paukensklerose
 - a) teilweise durch Verringerung des Mittelohrvolumens,
 - b) durch Verdickung der Paukenschleimhaut
3. Verlust der Beweglichkeit der Gehörknöchelchenkette durch eine knöcherne Fixierung des Hammers in dem Gebiet des Kuppelraumes.

Eine Erhöhung der Compliance weist hin auf:

1. Zustand nach Otitis media; jedoch ist der effektive Wert dieser Aussage teilweise schwer zu deuten, da u.U. atrophische, verdickte Bezirke am Trommelfell bei ein- und demselben Patienten vorhanden sein können (TERKILDSEN und THOMSEN 1959).
2. Klaffende Tuba Eustachii, weil die respiratorischen Druckänderungen vom Epipharynx auf das Mittelohr übertragen werden, weshalb sich die Compliance atmungssynchron ändert (METZ 1953, TERKILDSEN und THOMSEN 1959, TERKILDSEN 1960).
3. Amboßluxation, wobei die Gehörknöchelchenkette unterbrochen und die Compliance sehr stark erhöht ist.

b) Änderungen der Impedanz

1962 hat MEHMKE anhand von Felsenbeinpräparaten gezeigt, daß selbst bei massiven Fixationsherden an der Fußplatte oder an den Schenkeln des Steigbügels die Beweglichkeit des Amboß-Steigbügel-Gelenkes und dadurch auch die Schwingungsfähigkeit von Hammer, Amboß und Trommelfell kaum oder gar nicht eingeschränkt zu sein scheinen; dagegen führen Adhäsivprozesse und Tympanosklerosen durch größere Fixationsherde am Trommelfellgehörknöchelchen-

apparat zu einer Herabsetzung der Schwingungsfähigkeit desselben und somit zu einer Zunahme von Dämpfung und Elastizität (MEHMKE 1967).

Die Messungen der Absolutwerte der Impedanz haben keine wesentliche klinische Bedeutung, da sie - wie schon erwähnt - sehr weit streuen (TERKILDSSEN und THOMSEN 1959). Dennoch hat THOMSEN bei den einzelnen Patienten die Abweichung der absoluten Werte dazu benützt, um die Funktion der Tuba Eustachii zu prüfen (THOMSEN 1955, TERKILDSSEN und THOMSEN 1959). Eine Erhöhung der Impedanz fand sich meistens bei Patienten, die an Otosklerose litten (TERKILDSSEN und THOMSEN 1959).

Eine Verringerung der akustischen Impedanz findet sich bei:

1. Unterbrechung der Gehörknöchelchenkette
2. Otitis media acuta.

1967 hat BROOKS bei der Untersuchung von 120 an Otitis media acuta erkrankten Kindern die Impedanzmessung durchgeführt. In 87% der Fälle fand er Übereinstimmung. Nach Parazentese hatte sich aus der Pauke Sekret entleert. Die Reintonaudiometrie hielt er für die Diagnose einer Otitis media acuta als keinen verlässlichen Indikator,

da hierbei kein bestimmter Schwellenwert als kritisch angesehen werden könne. Außerdem ist die Tonaudiometrie bei sehr kleinen Kindern praktisch nicht durchführbar (BROOKS 1967).

c) Änderungen des Gehörgangsvolumens

Das Volumen eines hartwandigen Hohlraumes kann akustisch durch den Schalldruckpegel (SPL) *) bestimmt werden, indem man einen reinen Ton mit einer konstanten Frequenz verwendet. Um einen bestimmten SPL zu erreichen, muß die Intensität des Tones umso größer sein, je größer das Volumen des Hohlraumes ist und umgekehrt.

Das mit dem Gerät MADSEN ZO 70 gemessene Gehörgangsvolumen der 117 Ohren zeigte einen Durchschnittswert von 1,17 ml **). Das geringere tatsächliche Volumen kommt durch die Absorption akustischer Energie in der "weichen" Wandung des Gehörganges zustande. Jedoch ist es ein konstanter Wert und berührt deshalb nicht die absolute Messung der Compliance.

*) SPL = Sound-Pressure-Level

**) Entspricht nicht dem tatsächlichen Gehörgangsvolumen, sondern demjenigen zwischen Gummiolive und Trommelfell.

d) Änderungen des Mittelohrdruckes

Auch die Druckänderung im Gehörgang verursacht eine Bewegungsänderung des Trommelfells und damit eine Volumenänderung des Gehörganges. Diese Änderungen betragen laut Gerätbeschreibung etwa 5% und sind minimal, verglichen mit den gleichzeitig auftretenden Änderungen des akustischen Volumenäquivalents. Das akustische Volumenäquivalent des Trommelfells bedeutet eine effektive Zunahme des Hörvolumens in Abhängigkeit vom Ausmaß der Absorption am Trommelfell.

Das Volumenäquivalent wird bestimmt durch:

1. Trommelfell
2. Gehörknöchelchenkette
3. Volumen des Mittelohres.

e) Auslösung des Binnenohrmuskelreflexes

TERKILDSEN meint, daß das Hauptgewicht der Impedanzmessung in der Klinik in der Messung des intra-auriculären Muskelreflexes liegt (TERKILDSEN 1960). Die Muskelkontraktion führt zu einer Spannungsänderung des Trommelfells (METZ 1951, DIEROFF 1966), d.h., sie bewirkt eine meßbare Trommelfellbewegung (TSUKAMOTO 1936, TERKILDSEN 1957, KAWATA 1958, HILDING 1960, LENHARDT 1965). Dadurch kommt es zu einer Änderung des

akustischen Widerstandes des Ohres bzw. der Impedanz (METZ 1946, METZ 1951, DIEROFF 1966). Beide Muskel arbeiten durch ihr gegenläufiges Angreifen an der Schallleitungskette synergistisch in Richtung einer Versteifung (WEVER und BRAY 1937, LENHARDT 1965). Es wird im allgemeinen angenommen, daß die intraauriculären Muskel dazu bestimmt sind, das Innenohr gegen sehr große Lautstärken zu schützen (METZ 1946, JEPSEN 1951, TERKILDSEN 1960, MEHMKE 1967).

Von BÉKÉSY (1936) glaubt, daß die Binnenohrmuskel durch ihr antagonistisches Aneinanderpressen der Gehörknöchelchen ein Klirren an den Gelenken verhindern, denn gerade in den hohen Frequenzen sehen wir, daß die Mittelohrmuskeln ihre niedrigste Reflexschwelle haben. In diesem Sinn sprechen auch die Beobachtungen, daß durch die Mittelohrmuskel-Kontraktion die Verzerrung reduziert und der lineare Bereich der tiefen Frequenzen vergrößert wird (SIMMONS 1958, LEHNHARDT 1965), sowie die Tatsache, daß bei der Facialisparesie subjektive Verzerrungseffekte auftreten und die Lautheit schneller zunimmt (WEVER und LAWRENCE 1954, LENHARDT 1965). Für die physiologische Betrachtung ist es auch interessant, daß beide Mittelohrmuskeln in Knochenkanälen eingebettet liegen. Deshalb scheinen sie selbst nicht in Schwingungen zu geraten, wenn sie einen Zug ausüben (BÉKÉSY 1960, LEHNHARDT 1965).

Der M. tensor tympani wird vom N.pterygoideus medialis, einem Ast des N.trigeminus, sowie vom Plexus tympanicus innerviert (LAWRENCE 1962, LEHNHARDT 1965). Der M.stapedius wird unmittelbar von N.facialis innerviert (LEHNHARDT 1965).

Die Mittelohrmuskelreflexe werden im allgemenen akustisch ausgelöst (POLLAK 1885, KATO 1913, LÜSCHER 1929, LÜSCHER 1930, MEYER 1952, LEHNHARDT 1965). Auch ein einseitig ausgelöster Reiz führt zu beidseitiger Kontraktion. Die Impulse werden über den N.acusticus zu den primären Nuclei in der Medulla (Nuclei cochleares) und dann durch eine Anzahl von sekundären Nuclei (Corpus geniculatum mediale und Nucleus olivaris superior) zum Cortex und den motorischen Kernen geleitet. Diese Leitung kreuzt zu den kontralateralen Nuclei, verläuft aber auch homolateral. Deshalb ruft der unilaterale akustische Reiz eine bilaterale Muskelkontraktion hervor - genauso wie beim Pupillenreflex. Somit genügt es, ein Ohr akustisch zu reizen (Stimulusohr bzw. Reizohr), um über das andere (Indikatorohr) die Reaktion zu registrieren (HAHLBROCK 1965).

Eine positive Reaktion des Stapediusreflexes ist eine sichere Indikation für ein normales Funktionieren des Mittelohres (BROOKS 1967, KLOCKHOFF 1961). Mit der

Meßmethode nach KLOCKHOFF kann der isolierte Stapedius-reflex gemessen werden.

Beim Menschen kann anscheinend Tensorreflex nicht-akustisch nur durch kurzes Anblasen des Auges (mittels des Politzer-Ballons) ausgelöst werden (KLOCKHOFF 1961, DIEROFF 1964/66, LEHNHARDT 1965). Der M.tensor tympani kontrahiert sich bei Beschallung der kontralateralen Seite nur dann, wenn es zu einem generalisierten Muskelreflex kommt. Bei einfachen akustischen Reizen des Gegenohres fehlt die Tensorreaktion (DIEROFF 1966).

Aufgrund von Experimenten, die 1965 von DJUPESLAND durchgeführt worden sind, darf es heute als bewiesen gelten, daß bei einer akustischen Auslösung der Impedanzänderung von der Gegenseite her nur die alleinige Reizantwort des M.stapedius registriert wird (DIEROFF 1966).

Die Mittelohrmuskelreflexschwelle wird - je nach Ansicht der verschiedenen Untersucher - zwischen 30 - 90 dB über der Hörschwelle angegeben (HALLPIKE 1935, NEWMAN 1937, SAWADA 1956, ITO 1958, LEHNHARDT 1965). Anhand der Impedanzänderungsschwelle liegt sie für beide Muskeln zwischen 70 - 90 dB (JEPSEN 1951, METZ 1952, SATO 1957/58, LEHNHARDT 1965). Neuerdings hat MØLLER (1962) die Empfind-

lichkeit der Binnenohrmuskeln nicht als Reflexschwelle, sondern als die Lautstärke definiert, die 10% der maximalen Impedanzänderung bewirkt. Aber auch dann liegt die Empfindlichkeit beider Muskeln 80 dB über der Hörschwelle (LEHNHARDT 1965).

1936 beobachteten LINDSAY, KOBRAK und PERLIMAN bei 25 Patienten den akustischen Stapediusreflex durch eine Perforation in oberen, hinteren Quadranten des Trommelfells. Die Schwelle für diesen sichtbaren Stapediusreflex als Antwort auf einen Tonreiz lag zwischen 70 und 90 dB, wobei sie am niedrigsten bei 1000-2000 Hz war.

1951 untersuchte JEPSEN an 49 Personen bzw. 97 gesunden Ohren (bei einem Ohr ließ sich aus nicht erkennbaren Gründen der Reflex nicht auslösen) mittels der Impedanzmethode die Schwelle der Binnenohrmuskelreflexe. Dabei verwendete er jedoch verschiedene Sondentonintensitäten in einem Bereich von 125 - 8000 Hz, wobei sich herausstellte, daß die Schwellenkurve zwischen 70 - 80 dB und die niedrigste Schwelle bei 1000 - 2000 Hz lag.

Die Mittelohrmuskeln ermüden zwar relativ schnell (WEVER und LAWRENCE 1954, LEHNHARDT 1965), benötigen dafür aber nur eine kurze Erholungszeit, um sich wieder maximal kontrahieren zu können.

1967 arbeitete MEHMKE an dem Problem, den isolierten Tensorreflex mittels eines Luftstoßes auf das Auge auszulösen, um die Impedanzänderung zu registrieren. Dafür benutzte er ein akustisches Impedanzmeßgerät (ZO 61) der Firma MADSEN. Bei Auslösung des Tensorreflexes beurteilt man die Schwingungsverhältnisse von Hammer, Amboss und Trommelfell. Bei der Registrierung des Stapediusreflexes wird die Impedanz des gesamten Trommelfell-gehörknöchelchenapparates gemessen.

Bei den Untersuchungen konnte die Diagnose einer Nischenotосklerose in 84 von 86 Fällen operativ bestätigt werden. Die zwei anderen Fälle waren Tympanosklerosen, die nur auf den Steigbügelbereich begrenzt waren. Bei den traumatischen Unterbrechungen der Gehörknöchelchenkette ohne jegliche Narbenbildung im Mittelohr war die Impedanzänderung signifikant größer.

Der Tensorreflex war nicht festzustellen bei:

1. diffusen Tympanosklerosen
2. Tubenkatarrh
3. Nischenotосklerose + Tubenkatarrh
4. Nischenotосklerose + Tympanosklerose

(MEHMKE 1967).

DIEROFF beschreibt 1964 zwei Fälle mit lokalisierten Facialisschäden bei Schädeltraumen mit dem charakteristischen Fehlen und in einem Falle Wiederauftreten des Stapediusreflexes. Denn bei einer zentralen traumatischen (lokalisierten) Facialisparese ist ja auch der N.stapedius betroffen, so daß der Muskelreflex nicht auslösbar ist. Somit kann uns ein Fehlen der Impedanzänderung Auskunft über die Höhe der Läsion geben, d.h., ob sie ober- oder unterhalb der Abzweigung des N.stapedius liegt (DIEROFF 1966, MEHMKE 1967). Bei einer Wiederholung der Facialisfunktion kann das Auftreten der M.stapedius-Reaktion ein wertvoller Hinweis sein (DIEROFF 1964/66, MEHMKE 1967).

Bei rheumatischen (diffusen) Facialisparen ist die Anwesenheit einer Stapediusreaktion mit Vorbehalt als prognostisch günstiges Zeichen zu werten. Auf keinen Fall gibt die Impedanzänderung eine sichere Aussage über den Verlauf der Erkrankung (DIEROFF 1966). Ebenso unsicher ist die Impedanzmessung als Lokalisationsdiagnostikum für die Läsionsstelle des N.facialis bei

1. Tumorbefall
2. umschriebenen Entzündungen
3. ischämischen Paresen

zu benutzen (DIEROFF 1964), da die Fasern des N.stapedius

nur einen kleinen Teil des gesamten N. facialis darstellen und auch nicht empfindlicher als die anderen Facialisfasern sind. DIEROFF beschreibt zwei Fälle mit peripheren Facialisparen entzündlicher oder ischämischer Genese, wobei das Nachhinken der Erholung der Stapediusnervenfaser nach denjenigen der übrigen Facialisfasern beweist, daß die Impedanzänderung in diesen Fällen keine Rückschlüsse auf die Erholungsfähigkeit des N. facialis gestattet (DIEROFF 1964).

Ein nicht auslösbarer Stapediusreflex weist hin auf:

1. otosklerotische Fixierung des Steigbügels.
Eventuell sind noch kurze Muskelkontraktionen feststellbar (sogenannter ON/OFF-Effekt), wobei der M. tensor tympani - Reflex durch Anblasen der Cornea noch auslösbar sein kann (METZ 1946, TERKILDSEN und THOMSEN 1959, TERKILDSEN 1960, DIEROFF 1966),
2. zentrale Facialisparesie oberhalb des Abganges des N. stapedius (METZ 1946, TERKILDSEN und THOMSEN 1959, DIEROFF 1964).
3. Trommelfellperforation.
4. Läsionen der Gehörknöchelchenkette
5. Adhäsivprozesse im Mittelohr.

Für die otosklerotische Fixierung des Steigbügels ist, besonders in den Frühstadien dieser Erkrankung, das Fehlen des Muskelreflexes von speziellem diagnostischen Wert. TERKILDSSEN (1960) weist darauf hin, daß die zunehmenden Stapesoperationen eine ansteigende Indikation für Impedanzmessungen sind.

Auch bei Patienten mit einer psychogenen Taubheit bewies das Vorhandensein eines Muskelreflexes durch Klangstimulation des vermutlich tauben Ohres die tatsächliche Art der Krankheit. (JEPSEN 1953, TERKILDSSEN und THOMSEN 1959, DIEROFF 1966).

II. Methodik

1. Gerätebeschreibung

Elektro-akustische Impedanz-Brücke ZO 70

der Firma MADSEN

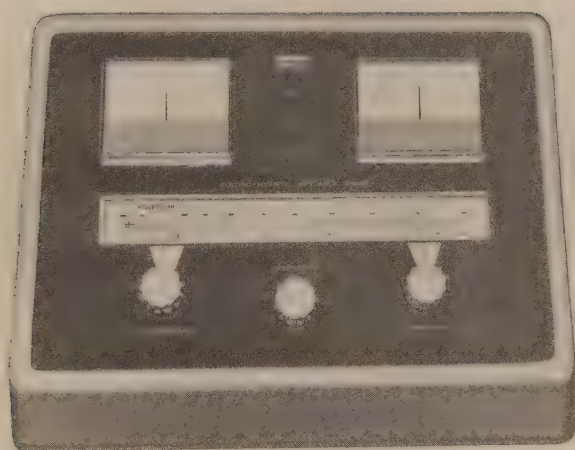
Das Instrument dient einmal zur Messung der akustischen Impedanz und der Compliance, zum anderen zur Erzeugung von Luftdruckänderungen im Gehörgang.

Sämtliche Meßwerte sind objektiv und unabhängig von den subjektiven Empfindungen der Patienten.

Gemessen werden können:

1. akustische Impedanz in der Ebene des Trommelfells
2. Compliance
3. Gehörgangsvolumen
4. Mittelohrdruck
5. Binnenohrmuskelreflexschwelle

Die Messung der akustischen Impedanz und der Compliance wird durch Einstellen eines einzigen Reglers erzielt. Fernerhin enthält das Gerät ein Elektromanometer und eine hochtourige Luftpumpe. Die Änderungen der Compliance können



Elektroakustisches Impedanz - Meßgerät
MADSEN - Modell ZO 70

mittels der Meßbrücke sehr genau bestimmt werden. Die Hauptskala des Compliance-Reglers ist kalibriert in Einheiten der Compliance (0.2 - 5.0 ml) mit einer Abweichung von weniger als 10% und der akustischen Impedanz (5000 - 200 akustische Ohm), ebenfalls mit einer Abweichung von weniger als 10%.

Die akustische Impedanz und das Volumen stehen bei schallharten Hohlräumen in direkter Beziehung zueinander. Darauf gründet sich die Eichung des Compliance-Reglers. Die Regelung der Compliance ist so eingestellt, daß der Anzeiger des Nullpunktes auf der Meßbrückenskala einem Schalldruckpegel im Gehörgang von genau 95 dB (65 dB über der Hörschwelle absolut) entspricht.

Das Drucksystem hat einen geeichten Meßbereich von ± 200 mm Wassersäule, wobei die Abweichung weniger als 5% ist.

An das Gerät angeschlossen ist ein Kopfbügel, der auf der einen Seite einen Hörer-Typ TDH 39 aufweist, über welchen für die Muskelreflexuntersuchungen der Audiometerton von 1000 Hz zugeführt wird. Auf der anderen Seite des Kopfbügels ist ein kleiner Metallkasten befestigt, der ein Telefon und ein Mikrophon enthält. Der Metallkasten ist mittels dreier Gummischläuche mit den drei Bohrungen der Meßsonde verbunden. Die Meßsonde kann, in ein weiches



ZUBEHÖR ZUM ELEKTRO-AKUSTISCHEN IMPEDANZMESSGERÄT

MADSEN - MODELL ZO 70

Kopfbügel mit Kopfhörer
Metallkasten mit Telefon und Mikrophon
Gummischläuche und Sondenkopf mit aufgesetztem Ballon
zur Kontrolle des Drucksystems

auswechselbares Ohrpaßstück eingesetzt, luftdicht in den Gehörgang eingeführt werden.

Der Tongenerator erzeugt einen reinen Sondenton von 220 Hz, der zum Telefon und von dort über einen der Gummischläuche zur Sonde geleitet wird. Das Mikrophon des Metallkastens ist ebenfalls über einen Gummischlauch mit der Sonde verbunden, um den Schalldruckpegel innerhalb des luftdicht abgeschlossenen Gehörganges zu kontrollieren. Durch den Schalldruckpegel innerhalb des Hohlraumes kann das Volumen akustisch bestimmt werden.

Die Pumpe und das Elektromanometer sind über den dritten Gummischlauch mit der Sonde verbunden und dienen dazu, positive oder negative Drucke, im Gehörgang zu erzeugen.

Für die allgemeine Tympanometrie, die Druckmessung im Mittelohr, die Volumenbestimmung des äußeren Gehörganges und die Impedanzmessung des Trommelfells bringt man nur die Sonde in das zu untersuchende Ohr; zur Messung des Binnenohrmuskelreflexes bringt man den Audiometerhörer an das zu untersuchende Ohr und die Sonde in das entgegengesetzte Ohr, um die Reflexschwelle zu registrieren.



Kopfbügel mit Meßsonden in situ

2. Methodik der eigenen Messungen

Messung der akustischen Impedanz

Bei Messungen der Impedanz ist es notwendig, daß das zu untersuchende Ohr mit einem Druck von + 200 mm H₂O beschickt wird. Wenn die Meßbrücke den Wert Null zeigt (entspricht einem SPL von 95 dB), kann man direkt an der Hauptskala die Impedanz in akustischen Ohm ablesen. Gleichzeitig notiert man das Volumen des Gehörganges in ml, was an der Compliance-Skala abgelesen wird.

Anschließend verringert man den Druck über den Nullpunkt hinaus in den negativen Bereich hinein. Wenn der Zeiger der Meßbrücke den maximalen Ausschlag nach links anzeigt, muß die Meßbrücke wieder auf Null zurückgestellt werden, damit nun auf der Compliance-Skala der Wert Z_2 in akustischen Ohm abgelesen werden kann.

Die akustische Impedanz (Z) in der Ebene des Trommelfells errechnet sich aus Z_1 und Z_2 nach folgender Formel:

$$Z = \frac{Z_1 \times Z_2}{Z_1 - Z_2}$$

Messung des Gehörgangsvolumens

Die Messung des Gehörgangsvolumens erfolgt während der Impedanzmessung durch Ablesen von (Z_1) an der Hauptskala.

Messung des Mittelohrdruckes

Das zu untersuchende Ohr wird mit einem Druck von + 200 mm H_2O beschickt, die Meßbrücke wird mit Hilfe des Compliance-Reglers auf einen bestimmten Wert eingestellt. Bei langsamen Senken des Druckes muß der Punkt notiert werden, an dem die Nadel der Meßbrücke einen Ausschlag zeigt. In diesem Augenblick befindet sich das Trommelfell in Mittelstellung, d.h. der Druck des Mittelohres entspricht dem des äußeren Gehörganges und kann deshalb am Druckmanometer abgelesen werden.

Messung der Binnenohrmuskelreflexschwelle

Über das zu untersuchende Ohr wird der Kopfhörer, der mit einem handelsüblichen Audiometer verbunden ist, gesetzt. Die Meßsonde wird in das andere Ohr eingeführt und der Compliance-Regler so eingestellt, daß die Meßbrücke Null anzeigt. Die Empfindlichkeit der Compliance kann um 4 Stufen erhöht werden, so daß sehr genaue Meßwerte erzielt werden können. Die Frequenz des Audiometers wird auf 1000 Hz und der Lautstärkenregler auf 70 dB eingestellt.

Das zu untersuchende Ohr wird jetzt mit Hilfe eines Unterbrechers des Audiometertones mit Impulsen von 1 - 2 Sekunden gereizt. Wenn ein Muskelreflex vorhanden ist, so zeigt er sich in einem Ausschlag des Zeigers der Meßbrücke. Dabei kann die Lautstärke jeweils um 5 dB gesteigert werden, bis eine sichere Muskelkontraktion nachweisbar ist.

3. Eigene Untersuchungen und Ergebnisse

Zur Verfügung standen 61 Versuchspersonen, 36 weibliche und 25 männliche. Das Durchschnittsalter dieser Personen betrug 43 Jahre, wobei der jüngste Patient 6 Jahre alt war und der älteste ein Alter von 85 Jahren aufwies. Es wurden folgende Messungen durchgeführt:

a) Messung der elektro-akustischen Impedanz

Von den zur Verfügung stehenden 122 Ohren wurde die elektro-akustische Impedanz an 117 Ohren gemessen.

(An 5 Ohren war die Impedanz nicht meßbar, wobei die Gründe verschiedener Art waren, z.B. ließ sich bei einem Patienten eine chronische otitis media mit einem perforierten Trommelfell feststellen, bei einem anderen sank der Druck von + 200 mm H₂O aus nicht erkenn-

baren Gründen immer wieder auf den Nullpunkt ab). Aus der Kurve der akustischen Impedanz an 113 Ohren (4 Meßergebnisse wurden wegen ihrer extremen Abweichung nicht berücksichtigt) ist die große Streubreite der Impedanz ersichtlich, was auch schon andere Autoren festgestellt hatten. Die klinische Verwertbarkeit der errechneten Impedanzmittelwerte ist ob ihrer großen physiologischen Streubreite sehr fraglich, obwohl die Durchschnittsmeßwerte für beide Ohren praktisch gleich sind.

Diese betrugen

rechts bei 57 Personen: 2313 (akustisches Ohm)

links bei 59 Personen: 2344 (akustisches Ohm)

Aus der Verteilungskurve ist jedoch eine Häufung der Meßwerte zwischen 1000 und 2500 akustischen Ohm ersichtlich.

Gefundene Meßwerte der elektro-akustischen Impedanz

rechtes Ohr, 57 Personen		linkes Ohr, 59 Personen	
302	2891	333	2760
526	2891	410	2957
672	2933	456	3124
770	3166	551	3214
861	3790	560	3254
884	3805	814	3371
	4800	824	3761
1009	5435	841	4338
1102	7896	916	5460
1137	15990	956	6840
1141			11200
1160		1028	13272
1202		1135	
1228		1186	
1273		1273	
1353		1274	
1437		1347	
1442		1348	
1493		1362	
1521		1400	
1562		1421	
1564		1436	
1623		1437	
1717		1500	
1815		1506	
1902		1641	
1923		1755	
1925		1764	
1979		1785	
1990		1870	
2014		1907	
2047		1932	
2065		1938	
2073		1998	
2098		2040	
2121		2084	
2137		2084	
2162		2098	
2165		2162	
2231		2186	
2264		2367	
2288		2381	
2291		2457	
2350			
2410			
2501		2537	
2557		2564	
2760		2606	
		2625	
		2682	

25

20

15

10

5

1000

2000

3000

4000

5000

6000

7000

8000

Elektroakustische Impedanz-Meßwerte
des Mittelohres in akustischen Ohm
bei 113 Ohren.

OHREN	IMPEDANZ MESSBEREICH	MITTELWERTE PRO MESSBEREICH
4	000 - 500	375
12	500 - 1000	764
24	1000 - 1500	1276
23	1500 - 2000	1768
24	2000 - 2500	2190
12	2500 - 3000	2725
5	3000 - 3500	3225
3	3500 - 4000	3785
1	4000 - 4500	4338
1	4500 - 5000	4800
2	5000 - 5500	5417
1	5500 - 7000	6840
1	7000 - 8000	7896

IMPEDANZ
IN AKUSTISCHEM OHM

b) Messung der Compliance und des Gehörgangsvolumens

Die Messungen wurden bei einer Druckbelastung des äußeren Gehörganges von + 200 mm H₂O durchgeführt. Die Compliance ist - wie schon erwähnt - bei einer Druckbelastung des Trommelfells von + 200 mm H₂O n u r von dem Gehörgangsvolumen abhängig.

Das tatsächliche physikalische Volumen kommt durch die Absorption akustischer Energie in der weichen Wandung des Gehörganges zustande. Da jedoch die Absorption ein konstanter Wert ist, berührt sie die Messung der Compliance nicht.

Die Messungen des Gehörgangsvolumens in ml ergaben folgende Mittelwerte:

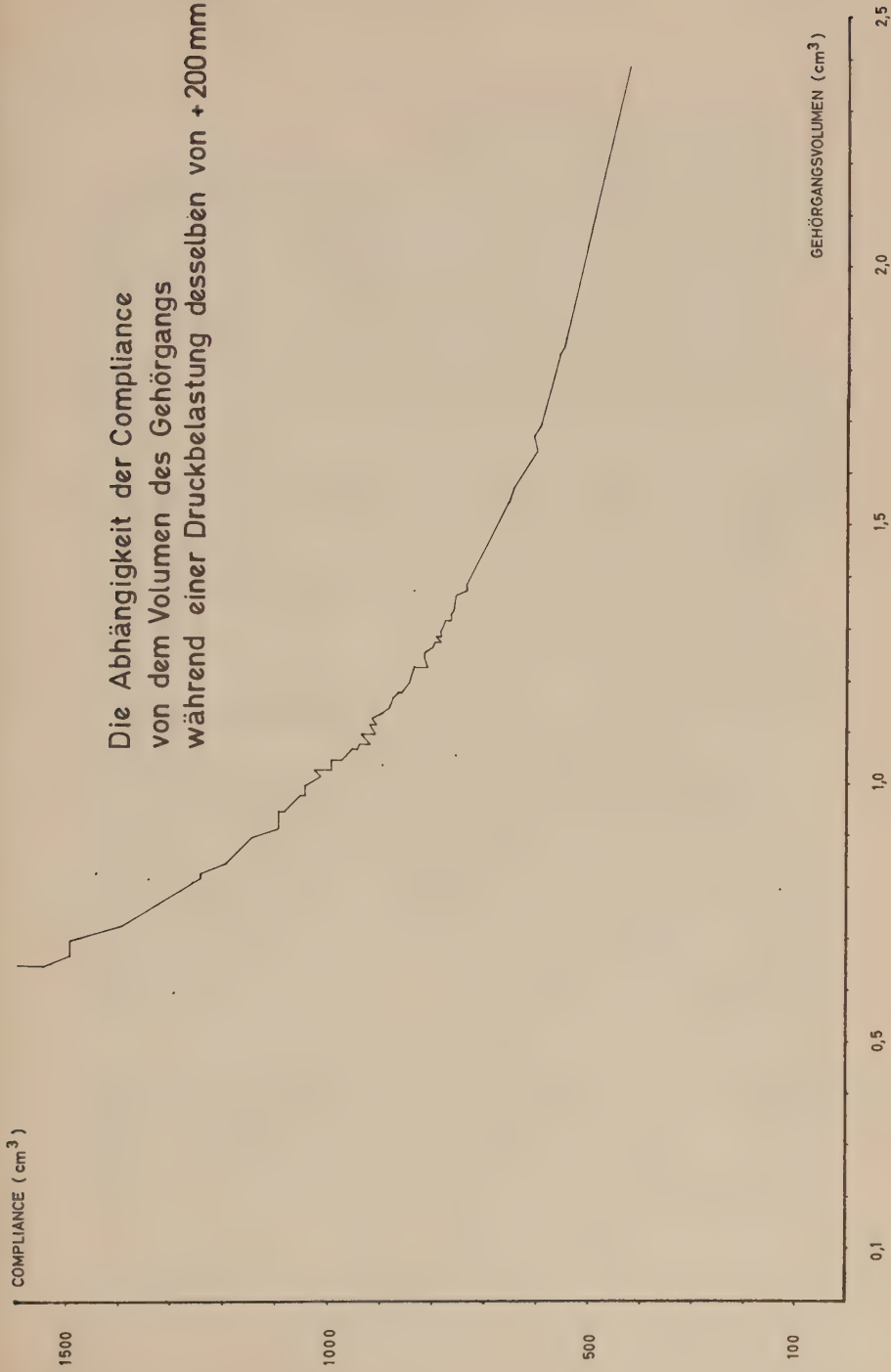
rechts bei 57 Personen = 1.17 ml

links bei 60 Personen = 1.16 ml

Bei der Errechnung der Mittelwerte des Gehörgangsvolumens am rechten Ohr war das Volumen bei 4 Personen nicht meßbar, und bei Errechnung des Volumens des linken Ohres bei 1 Person.

Aus der nachstehenden Zeichnung ist die Änderung der Compliance in Abhängigkeit vom Gehörgangsvolumen ersichtlich.

Die Abhängigkeit der Compliance
von dem Volumen des Gehörgangs
während einer Druckbelastung desselben von +200 mmH₂O



c) Messung des Mittelohrdruckes

Der Mittelohrdruck wurde an 59 rechten und 60 linken Ohren der Versuchspersonen gemessen. Er wurde mit Hilfe des maximalen Ausschlages der Compliance festgestellt, wobei der Druck des äußeren Gehörganges variiert wurde. Die Compliance hat ihr Maximum erreicht, wenn der Druck des Mittelohres dem des äußeren Gehörganges entspricht.

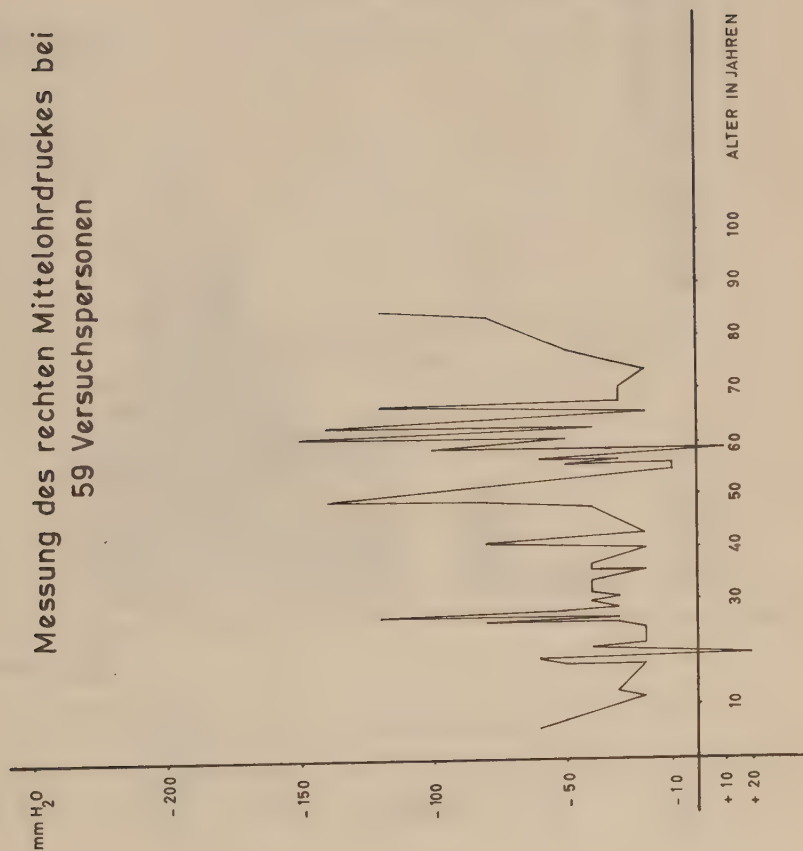
Die vergleichende Zeichnung zwischen rechten und linken Ohren wurde aus den Meßergebnissen von 54 Versuchspersonen zusammengestellt, da die übrigen Meßwerte eine zu hohe Abweichung aufwiesen.

Der mittlere Wert des Mittelohrdruckes ergab sich

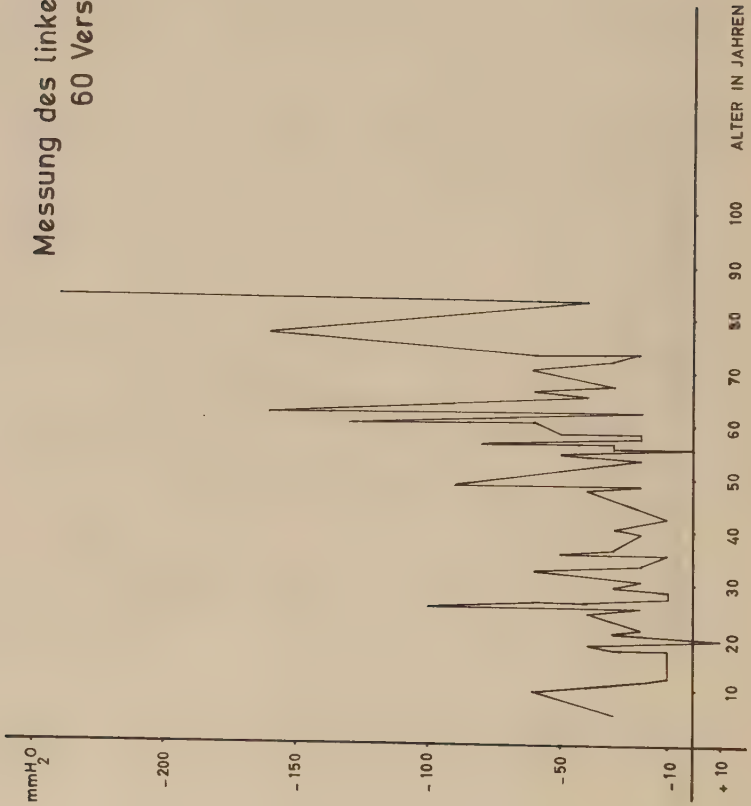
rechts bei 59 Personen: - 47,62 mm H₂O

links bei 60 Personen: - 42,33 mm H₂O

Messung des rechten Mittelohrdruckles bei
59 Versuchspersonen

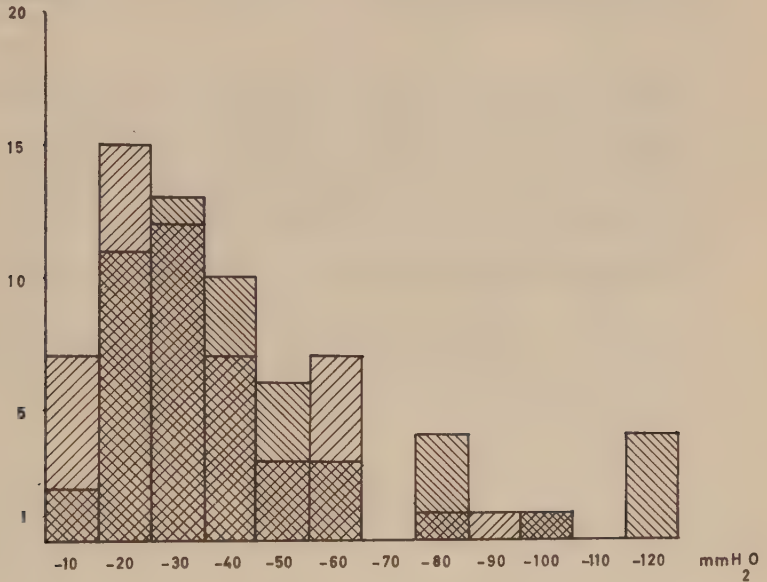


Messung des linken Mittelohrdruckes bei
60 Versuchspersonen



Mittelohrdruck in mmH₂O
des re. und li. Ohres
gemessen bei 54 Personen

ANZAHL DER
VERSUCHSPERSONEN



LINKES OHR (54 PERSONEN)



RECHTES OHR (54 PERSONEN)

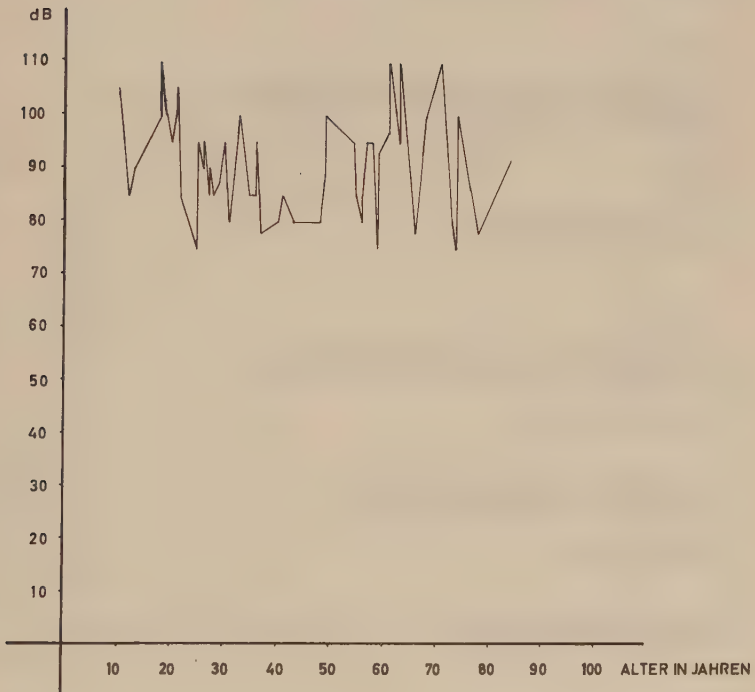
d) Messung der intra-auralen Muskelreflexschwelle

Die Binnenohrmuskelreflexschwelle lag, gefunden durch die Messungen an 111 gesunden Ohren (davon 55 linken und 56 rechten Ohren) zwischen 85 bis 100 dB, bei einer Audiometerfrequenz von 1000 Hz.

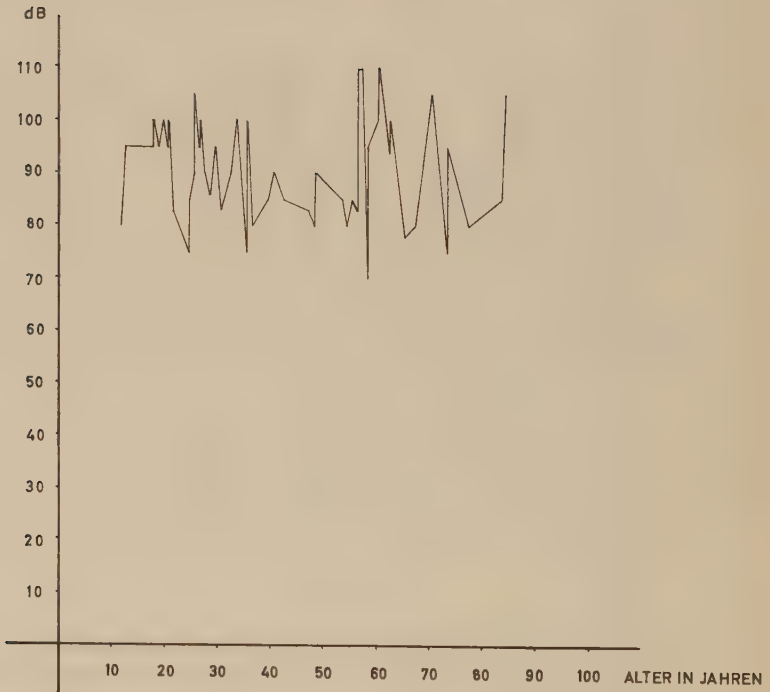
Die Mittelwerte betrugen	rechts:	90 dB
	links :	90 dB

Dabei ist aus der vergleichenden Kurve zwischen rechten und linken Ohren sehr gut ersichtlich, daß die Schwellenwerte der Binnenohrmuskelreflexe für beide Ohren sich fast decken. Auch die prozentuale Verteilung aller ausgelösten Binnenohrmuskelreflexe wiesen eindeutig, wie schon viele andere Autoren erwähnten, darauf hin, daß 78% aller Meßergebnisse zwischen 80 und 100 dB liegen.

Messung des
intra-auralen Muskelreflexes
am rechten Ohr
bei 56 Versuchspersonen
mit einer Audiometerfrequenz von 1000 Hz

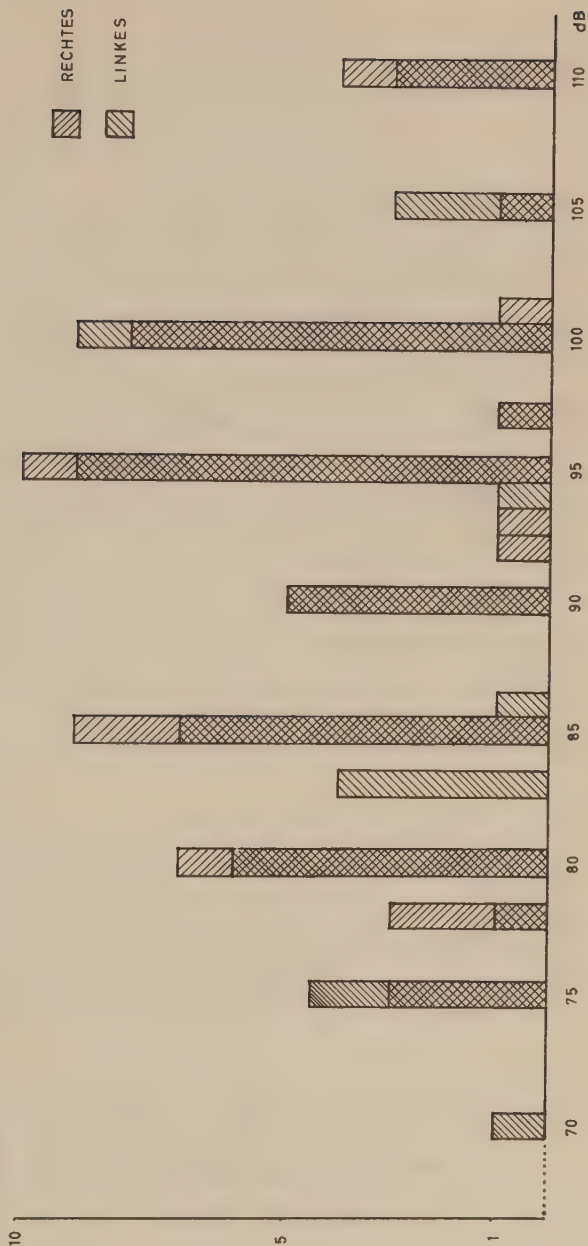


Messung des
intra-auralen Muskelreflexes
am linken Ohr
bei 55 Versuchspersonen
mit einer Audiometerfrequenz von 1000 Hz



Schwellenmessung der Binnenhörmuskelreflexe in dB bei einem Sontenton von 1000 Hz im Vergleich zw. dem re.Ohr (56 Personen) und dem li.Ohr (55 Personen)

ANZAHL DER
VERSUCHSPERSONEN



III. Zusammenfassung

Berichtet wird über die mittels einer elektro-akustischen Impedanzmeßbrücke vorgenommenen Messungen der Impedanz, der Compliance, des Mittelohrdruckes, des Gehörgangsvolumens und der Binnenohrmuskelreflexschwelle an 122 gesunden Ohren.

Zunächst wird auf die Begriffe der Impedanz und Compliance, sowie deren Meßtechnik hingewiesen. Es werden die Ergebnisse früherer Untersuchungen anderer Autoren mit ähnlichen Geräten besprochen, wobei betont wird, daß bis zu diesem Zeitpunkt keine Werte veröffentlicht waren. Die vorliegenden objektiven Messungen stellen einen Beitrag für die klinische Ausweitung der Diagnosestellung bei Mittelohrerkrankungen dar.

Der Vorzug des Modells ZO 70 der Firma MADSEN besteht darin, daß die Messungen vollkommen objektiv und sehr genau durchgeführt werden können und daß es möglich ist, das Volumen des äußeren Gehörganges in ml mit Hilfe eines Elektromanometers und einer hochoberigen Luftpumpe zu messen.

IV. L i t e r a t u r v e r z e i c h n i s

1. BÉKÉSY, G.V.

Über den Einfluß der durch den Kopf und den Gehörgang bewirkten Schallfeldverzerrungen auf die Hörschwelle.
Ann. Physik. 14 (1932), 51

2. BÉKÉSY, G.V.

Zur Physik des Mittelohres und über das Hören bei fehlerhaftem Trommelfell.
Akust.Z. 1 (1936), 13

3. BÉKÉSY, G.V.

Über die Messung der Schwingungsamplitude der Gehörknöchelchen mittels einer kapazitiven Sonde.
Akust.Z. 6 (1941), 1

4. BÉKÉSY, G.V.

The sound pressure difference between the round and the oval windows and the artificial window of labyrinthine fenestration.
Acta oto-laryng. (Stockh.) 35 (1947), 301

5. BÉKÉSY, G.V.

Experiments in hearing
Mc Graw Hill Series Psychology, New York, Toronto,
London 1960

6. BROOKS, D.N.

An objective method of detecting fluid in the middle ear.
Manchester Audiology clinic 1967

7. DIEROFF, H.G.

Zur Impedanzmessung bei intratemporalen Facialisparesen.
Z.Laryng. Rhinol. 43. (1964), 428

8. DIEROFF, H.G.
Zur klinischen Anwendungsmöglichkeit der relativen
Impedanzänderungsmessung am Mittelohr.
Z. Laryng. Rhinol. 45 (1966), 81
9. DJUPESLAND, G.
Electromyography of the tympanic muscles in man.
Int.Audiol., 4 (1965), 34
10. GEFFKEN, W., L. KEIBS
Über die Bestimmung der Reizschwelle der Hörempfindung
aus Schwellendruck und Trommelfellimpedanz
Ann. Physik. 5 (1934), 829
11. HAHLBROCK, K.H.
Audiometrie - Impedanzmessung in BERENDES, J., R.LINK
u. F. ZÖLLNER kurzgef. Handbuch der HNO-Heilk. III/1,
Thieme, Stuttgart, (1965)
12. HALLPIKE, C.S.
On the function of the tympanic muscles
J. Laryng. 50 (1935), 362
13. HILDING, D.A., J.L. FLETCHER
The protective value of the middle ear reflex
Int. Rec. Med. 173 (1960), 369
14. ITO, H.
Experimental study on the inner ear protective function
of the tympanic muscles,
J. Oto-rhino-laryng. Sec.Jap. 60 (1957), 1085;
ref.Zbl. Hals-Nas.-u.Ohrenheilk. 61 (1958), 306.
15. JEPSEN, O.
The threshold of the reflexes of the intratympanic
muscles in a normal material examined by means of the
impedance method.
Acta oto-laryng. (Stockh.) 39 (1951), 406

16. JEPSEN, O.
Acta oto-laryng. (Stockh.) supp. 109 (1953), 61
17. KATO, T.
Zur Physiologie der Binnenohrmuskeln des Ohres.
Pflügers Arch. Ges. Physiol. 150 (1913), 569
18. KAWATA, S.
Judgment of recruitment by means of measuring the
retraction grade of the tympanic membrane.
Acta oto-laryng. (Stockh.) 49 (1958), 519
19. KIRIKAE, I.
The structure and function of the middle ear.
The University of Tokyo Press
Japan Publications Trading Co., Tokyo 1960
20. KLOCKHOFF, I.
Middle ear muscle reflexes in man
Acta oto-laryng. (Stockh.), Suppl. 164 (1961), 1.
21. LAWRENCE, M.
The double innervation of the tensor tympani
Ann. Otol. (St. Louis) 71 (1962), 705
22. LEHNHARDT, E.
Die Behandlung der chronischen Mittelohreiterungen
in neuerer Sicht.
Z. Ärztl. Fortbild. 53 (1959), 420
23. LEHNHARDT, E.
Die Bedeutung des Bruches beider Steigbügelschenkel
für die Schalleitung.
Wiss. Z. Univ. Halle, Math.-Nat. 9 (1960), 46
24. LEHNHARDT, E.
Physiologie des Mittelohres in BERENDES, J., R. LINK
u. F. ZÖLLNER kurzgef. Handbuch der HNO-Heilk. III/1,
Thieme, Stuttgart (1965)

25. LINDSAY, J.R., H. KOBRAK, H.B. PERLMAN
Arch. Oto-Laryng. 23 (1936), 671
26. LÜSCHER, E.
Die Funktion des M.stapedius beim Menschen
I. Teil Z. Hals-Nas.-Ohrenheilk. 23 (1929), 105
27. LÜSCHER, E.
Die Funktion des M.stapedius beim Menschen
II. Teil Z. Hals-Nas.-Ohrenheilk. 25 (1930), 462
28. MEHMKE, S.
Die diagnostische Bedeutung der relativen Impedanz-
messungen des Mittelohres.
Z.f.Laryng.-Rhin.-Otolog. 46. Jahrg. (1967), 23-29
29. METZ, O.
The acoustic impedance measured on normal and
pathological ears.
Acta otolaryng. Supp.63 (1946), 1.
30. METZ, O.
Studies on the contraction of the tympanic muscles
as indicated by changes in the impedance of the ear.
Acta oto-laryng. 39 (1951), 397-405
31. METZ, O.
Threshold of reflex contractions of muscles of middle
ear and recruitment of loudness.
Arch. otolaryng. 55 (1952), 536
32. MEYER, E., B. SCHLOSSHAUER
Über die Funktion des M.stapedius
H.N.O. (Berl.) 3 (1952), 257
33. MØLLER, A.R.
Intra-aural muscle contractions in man,
examined by measuring acoustic impedance of the ear.
Laryngoscope 68 (1958), 48

34. MØLLER, A.R.
A network model of the middle ear.
J.acoustic. Soc. Amer. 33 (1961), 168
35. MØLLER, A.R.
The sensivity of contraction of the tympanic muscles
in man.
Ann. Otol. (St. Louis) 71 (1962), 86
36. MORTON, J.Y. and R.A. JONES
The acoustical impedance presented by some human ears
to hearing-aid earphones of the insert type.
Acoustica 6 (1956), 341
37. NEWMAN, E.B., S.S. STEVENS, H. DAVIS
Factors in the production of aural harmonics and
combination tones.
J.acoust. Soc.Amer. 7 (1937), 107
38. PERLMAN, H.B. and T.J. CASE
Latent period of the crossed stapedius reflex in man
Ann. Otol., Rhin. & Laryng. 48 (1939), 663
39. POLITZER, A.
Lehrbuch der Ohrenheilkunde, F.Enke, Stuttgart 1901
40. POLLAK, J.
Über die Funktion des M.tensor tympani.
Med.Jahrbuch (1885), 355
41. SATO, M.
The experimental study on the tension of the tensor
tympani muscle cooked by acoustic reflex.
J. Oto-rhino.-laryng. Soc.Jap.60 (1957)
Abstr.7-8; ref.Zbl.Hals-Nas.-Ohrenheilk.59 (1957/58), 53
42. SAWADA, N.
On the function of tympanic muscles.
Otol.Fukuoka 2 (1956), 196;
ref.Zbl.Hals.-Nas.-u.Ohrenheilk. 56 (1956), 355

43. SCHNEIDER, M.
Physiologie des Menschen
Springer-Verlag 1964
44. SIMMONS, F.B.
Middle ear muscle activity at moderate sound levels.
Ann. Otol. (St. Louis) 68 (1958), 1126
45. SCHUSTER, K.
Eine Methode zum Vergleich akustischer Impedanzen.
Physik. Z. 35 (1934), 408
46. TERKILDSSEN, K. -
Movements of the eardrum following intra-aural muscle reflexes.
Arch.Otolaryng. 66 (1957), 484
47. TERKILDSSEN, K., K.A. THOMSEN
The influence of pressure variations on the impedance of the human ear drum.
J.Laryng. A.Otol. 73 (1959), 409
48. TERKILDSSEN, K., S.S. NIELSEN
An electroacoustic impedance measuring bridge for clinical use.
Ann. Arch. Otolaryng. 72 (1960), 339
49. THOMSEN, K.A.
Employment of impedance measurement in otologie and oto-neurologie diagnostics.
Acta Oto-laryng. 45 (1955), 159
50. TRÖGER, J.
Die Schallaufnahme durch das äußere Ohr.
Physik.Z. 31 (1930), 26
51. TSUKAMOTO, H., H. SHINOMIYA, M. TOIDA
Binnenohrmuskeln und Trommelfell
Arch. Ohrenheilk. 141 (1936), 185
52. WESTPHAL, W.H.
Kleines Lehrbuch der Physik
Springer, Berlin (1961)

53. WEVER, E.G., C.W. BRAY
The tensor tympanic muscle and its relation to sound
conduction.
Ann.Otol. (St.Louis) 46 (1937), 947
54. WEVER, E.G., M. LAWRENCE, K.R. SMITH
The middle ear in sound conduction.
Arch. Otolaryng. 48 (1948), 19
55. WEVER, E.G., M. LAWRENCE
Physiological acoustics.
Princeton 1954
56. WEVER, E.G., J.A. VERNON
The protective mechanism of the bat's ear.
Ann.Otol. (St. Louis) 70 (1961), 5
57. ZWISLOCKI, J.
Some impedance measurements on normal and pathological
ears.
J. Acoust.Soc.America 29 (1957), 1312

Herrn Professor Dr. med. G. Birnmeyer danke ich
für die freundliche Überlassung des Themas die-
ser Arbeit und für die Übernahme des Referates.

L e b e n s l a u f

- 1.10.1941 geboren in Berlin als Sohn des Dipl.-Ing.
Bernhard Leistner und dessen Ehefrau Marga,
geb. Breitzkreutz
- 1943 Infolge der Kriegssereignisse Übersiedlung der
Eltern nach Freiburg/Schlesien
- Jan. 1945 Flucht aus Schlesien nach Berlin
- 1947 Übersiedlung der Eltern nach Zagreb/Jugoslawien
- 1947/1951 Trotz schulpflichtigen Alters keine Schule be-
sucht, da deutschsprachige Schule nicht bestand.
Erlernung der ersten Grundkenntnisse unter An-
leitung meiner Eltern
- Dez. 1951 Übersiedlung der Eltern nach Frankfurt/Main
- 1952/1955 Besuch einer Privatschule - erster Schulbesuch -
zur Erlangung der Grundschulkenntnisse und des
Anschlusses an eine öffentliche höhere Schule
- 1955 Aufnahmeprüfung für Quinta eines Realgymnasiums
bestanden
- 1955/1957 Besuch der Musterschule (Realgymnasium) in
Frankfurt/Main, Absolvierung der Klassen Quinta
und Quarta
- 1957/1961 Besuch des Freiherr-vom-Stein-Gymnasiums in
Frankfurt/Main, Absolvierung der Klassen Unter-
tertia bis Obersekunda

- 1961/1963 Besuch der privaten Abitur-Vorbereitungsschule
Maturum in Frankfurt/Main
25. 4.1963 Ablegung der externen Reifeprüfung an der
" Hohen Landesschule " in Hanau
9. 5.1963 Immatrikulation an der Johann-Wolfgang-Goethe-
Universität in Frankfurt/Main für die Fakultät
Medizin
23. 3.1964 Ablegung der naturwissenschaftlichen Vorprüfung
28. 4.1965 Exmatrikulation an der Johann-Wolfgang-Goethe-
Universität
29. 4.1965 Immatrikulation an der Friedrich-Alexander-
Universität-Erlangen-Nürnberg
10. 5.1966 Ärztliche Vorprüfung abgelegt
9. 2. 1970 habe ich an der Friedrich-Alexander-Universität
das medizinische Staatsexamen abgelegt.



Buchdruckerei Ludwig Müller Erlangen Fahrstraße 5